

III науково-технічна конференція “НК в контексті асоційованого членства України в ЄС”  
17-19 вересня 2019 року, м. Київ, Україна

## **ТЕРМОГРАФІЧНА ДІАГНОСТИКА ЯК СУЧАСНИЙ ЗАСІБ ВИЯВЛЕННЯ ПАТОЛОГІЙ ОРГАНІЗМУ ТА ПЕРСПЕКТИВИ ЇЇ ЗАСТОСУВАННЯ У МЕДИЦИНІ**

*О. В. Муравйов*

*Національний технічний університет України «Київський політехнічний  
інститут імені Ігоря Сікорського», Київ, Україна*

У людському організмі внаслідок екзотермічних біохімічних процесів в клітинах та тканинах, а також за рахунок вивільнення енергії, пов'язаної з синтезом ДНК і РНК, виробляється велика кількість тепла, реєстрація картини розподілу якого та її аналіз дають змогу виявити різноманітні патологічні стани. Медичне теплобачення є безконтактним, швидким і неінвазивним методом діагностики багатьох відомих захворювань, що дозволяє спостерігати в динаміці та контролювати ефективність лікування, загоєння ран на різних стадіях морфогенезу, а також попередити можливий розвиток ускладнень. Використання термографа є високоефективним і інформативним засобом обстеження пацієнтів для виявлення запальних процесів, особливо на етапі відсутності специфічних клініко-лабораторних даних, що підтверджує його діагностичні можливості і доцільність використання на ранніх стадіях захворювання. Це відкриває широкі перспективи для застосування термографії в якості методу функціональної і скринінг-діагностики. Термограми, отримані за допомогою різних тепловізорів, є уніфікованими, відрізняються фактично лише розмірами та якістю зображення і можуть використовуватися одночасно для виявлення різних патологій. На сьогоднішній день розроблені критерії тепловізійної діагностики для сотень захворювань та патологічних станів і цей список постійно поповнюється [1].

Термографія з кожним днем отримує все більш широке застосування в багатопрофільних медичних установах. Робота лікаря-термографіста при скринінг-діагностиці проходить, як правило, в нестабільних умовах навколишнього середовища. Це обумовлює вимоги до наявності у нього високої кваліфікації і здатності враховувати вплив зовнішніх факторів, а також незавершену термоадаптацію пацієнтів в процесі діагностики. Тому одним з актуальних питань залишається підвищення інформативності та відповідності отриманих показників реальній температурі ділянки поверхні об'єкта спостереження. Варто відзначити, що адекватність діагностики також залежить від правильності інтерпретації термограм, яка, в свою чергу, можлива тільки при отриманні чіткого зображення з високою якістю. Перераховані вище параметри в значній мірі залежать від умов експлуатації та впливу факторів навколишнього середовища на конструкцію термографа.

Відомо, що різні частини тіла людини мають індивідуальну нормальну середню температуру, зумовлену існуванням особливостей в ступені їх кровопостачання та іннервації, однак поверхнева температура симетричних ділянок окремих областей організму в нормі достовірно не відрізняється. Тому в якості контрольної ділянки для виявлення патологій слід використовувати протилежно симетричну область тіла.

При аналізі результатів отриманих термограм і постановці діагнозу існують певні правила і закономірності. Наприклад, зареєстрована різниця в 1-2 °С на протилежно симетричних ділянках тіла свідчить про наявність патології організму. Зокрема, при новоутвореннях зміна температури в більшу сторону вказує на злоякісне переродження, а в меншу - на доброякісну природу пухлини [2].

На сьогоднішній день термографічна діагностика застосовується в різних напрямках медицини: онкології, мамології, оториноларингології, кардіохірургії, при

судово-медичній експертизі [3]. Однією з найважливіших проблем при кардіохірургічних втручаннях є ішемічне пошкодження міокарда, оскільки через стискання аорти відсутня нормальна коронарна перфузія. Для повного контролю над температурним розподілом перспективним та інноваційним є використання термографів, що дозволяють отримати високоінформативне зображення температурного розподілу на всій поверхні серця.

Коливання температури на поверхні міокарда в досліджуваній області чітко визначаються при гіпотермії та гіпертермії в умовах штучного кровообігу. Точний контроль температури охолодження й нагрівання тканин мозку і серця дозволяє мінімізувати час проведення штучного кровообігу та забезпечити максимальний захист міокарда під час операції.

Зниження температури серця і мозку з  $+36\text{ }^{\circ}\text{C}$  до  $+18\text{ }^{\circ}\text{C}$  є головним фактором захисту від гіпоксичного ураження мозку при виключенні цих органів з кровообігу при операціях на відкритому серці. Під час зігрівання на початковому етапі температурна різниця між теплоносієм і тілом не повинна перевищувати  $5\text{ }^{\circ}\text{C}$ . На інших етапах зігрівання хворого до  $36\text{ }^{\circ}\text{C}$  температурний градієнт не повинен перевищувати  $8\text{ }^{\circ}\text{C}$ , а температура теплоносія повинна строго витримуватися в діапазоні  $39,0\text{--}39,5\text{ }^{\circ}\text{C}$  [2]. Отже, при операціях такого роду вкрай необхідний високоточний контроль температур як теплоносія, так і пацієнта.

У тепловізорах використовуються два діапазони довжин хвиль оптичного спектру, які відповідають вікнам прозорості атмосфери:  $3\text{--}5\text{ }\mu\text{m}$  або  $8\text{--}14\text{ }\mu\text{m}$ . Однак, для медичних термографів вибір спектрального діапазону роботи приладу не залежить виключно від вимог до прозорості атмосфери, оскільки об'єкт вимірювання (людина) знаходиться близько до камери і рівень поглинання інфрачервоного (ІЧ) випромінювання повітрям менш істотний. Разом з тим виявлено, що термографи, які працюють в спектральному діапазоні  $3\text{--}5\text{ }\mu\text{m}$ , більш чутливі до рефлексів засвічення шкіри від зовнішніх джерел теплових випромінювань. З огляду на те, що максимум спектральної інтенсивності випромінювання тіла людини з температурою  $37\text{ }^{\circ}\text{C}$  становить приблизно  $9,3\text{ }\mu\text{m}$  [4], а вплив паразитних фонів менш суттєвий в діапазоні  $8\text{--}14\text{ }\mu\text{m}$ , при проектуванні фотоприймальних вузлів медичних тепловізорів варто орієнтуватися саме на цей спектральний діапазон.

Термооптичний аналіз однієї з типових схем ІЧ об'єктивів тепловізора [5] показав, що при підвищенні температури в оптичній системі з фокусною відстанню  $57,55\text{ mm}$  на  $40\text{ }^{\circ}\text{C}$  (за умови однорідного температурного розподілу) зміна заднього фокального відрізка становить понад  $200\text{ }\mu\text{m}$ . Максимальна величина терморозфокусування спостерігається в об'єктивах, всі компоненти яких виготовлені з германію, що характеризується високим значенням термооптичної сталої. В результаті зміни величини заднього фокального відрізка, в площині фотоприймального пристрою діаметр плями розсіювання збільшується в 8 разів. Як наслідок, порушуються вимоги до контрасту зображення і концентрації енергії в розмірі пікселя. Контрастність зображення характеризується модуляційною передавальною функцією, значення якої на просторовій частоті Найквіста  $\mu_n = 20\text{ mm}^{-1}$  для матричного приймача випромінювання з розміром пікселя  $25 \times 25\text{ }\mu\text{m}$  на краю поля зору об'єктива зменшується на 40% для сагітальної і на 25% для меридіональної площин при зміні температури в ІЧ об'єктиві на  $40\text{ }^{\circ}\text{C}$ . Вищевказані фактори обумовлюють різке зниження частотних і енергетичних характеристик оптичної системи і суттєве погіршення якості зображення тепловізора. Отже, температурна залежність характеристик матеріалів об'єктива суттєво впливає на якість одержуваного зображення, що, в свою чергу, знижує інформативність і адекватність оцінки патологічних станів по термограмі навіть при незначних змінах температурного поля в оптичній системі приладу.

У процесі синтезу діоптричних об'єктивів, що складаються з декількох компонентів, існує можливість підбору матеріалів з метою самоатермалізації системи.

При цьому є змога одночасно виконати ахроматизацію оптичної системи і мінімізувати аберації зображення, на які накладаються найбільш високі вимоги [6]. Для реалізації перерахованих вище завдань, а саме термостабілізації і підвищення характеристик об'єктива термографа, на етапі розрахунку конструктивних параметрів оптичної системи приладу доцільно застосовувати метод пасивної оптичної атермалізації [7]. Алгоритм методу передбачає використання при проектуванні об'єктива декількох ІЧ матеріалів з різними за величиною і знакам термооптичними сталими в поєднанні з певним матеріалом несучої конструкції вузла.

Синтезовані на основі методу пасивної оптичної атермалізації ІЧ об'єктиви з термостабілізованою величиною заднього фокального відрізка системи, такі як показаний у [8], зберігають стабільність частотних і енергетичних характеристик і мають високу якість зображення в діапазоні температур експлуатації приладу.

Сучасний рівень розвитку технології штучних нейронних мереж дозволяє повністю автоматизувати процес аналізу теплової картини і домогтися достовірності поставленого без участі лікаря діагнозу з вірогідністю до 95 відсотків. Для цього достатньо сформувати електронну базу з декількох тисяч термограм пацієнтів, оцінка яких призвела до ідентичних діагнозів у двох-трьох висококваліфікованих лікарів. Такої кількості даних більш ніж достатньо при використанні самонавчальної нейромережі для успішного подальшого функціонування.

Медична термографія сьогодні потребує вдосконалення алгоритмів роботи, модернізації техніки, автоматизації аналізу результатів діагностики із застосуванням передових технологій, а також проведення досліджень з розвитку самого методу, на що і повинні бути спрямовані подальші наукові зусилля.

### Література

1. *Иваницкий Г. Р. Современное матричное тепловидение в биомедицине / Г. Р. Иваницкий // Успехи физических наук. – 2006. – №12. – С. 1294 – 1320.*
2. *Муравйов О.В. Компенсация терморозфокусирования оптической системы тепловизора та перспективи його використання в медичній діагностиці / О.В. Муравйов, О.О. Назарчук // Вісник інженерної академії України. – 2017. – вип. №1. – С. 124-131.*
3. *Заболотный Д. И. Новые возможности дистанционной инфракрасной термографии в оториноларингологии / Д. И. Заболотный, Л. Г. Розенфельд, Н. Н. Колотилов, Е. Ф. Венгер, А. Г. Коллюх, Д. Д. Заболотная, В. И. Дунаевский // Журн. вуш., нос. і горл. хвороб. – 2006. – № 5. – С. 2-5.*
4. *Муравьев А.В. Термостабилизация качества изображения оптической системы термографа / А.В. Муравьев, Е.А. Назарчук // Вісник інженерної академії України. – 2016. – вип. №4. – С. 195-199.*
5. *Сокольский М. Н. Светосильный объектив для инфракрасной области спектра / М. Н. Сокольский, И. Е. Совз // Патент России № 2449327. – 2010.*
6. *Кучеренко О. К. Методы пассивной атермализации и ахроматизации двухкомпонентных оптических систем / О. К. Кучеренко, А. В. Муравьев // Вісник НТУУ «КПІ», серія Приладобудування. – 2012. – вип. №43. – С. 46–53.*
7. *Муравьев А. В. Пассивная атермализация оптической системы медицинского термографа / А. В. Муравьев // TRENDS OF MODERN SCIENCE. – vol. 15. – 2018. – pp. 88-91.*
8. *Tyagur V. M. Passive optical athermalization of an IR three-lens achromat / V. M. Tyagur, O. K. Kucherenko and A. V. Murav'ev // Journal of Optical Technology. – vol. 81 (4). – 2014. – pp. 199-203.*